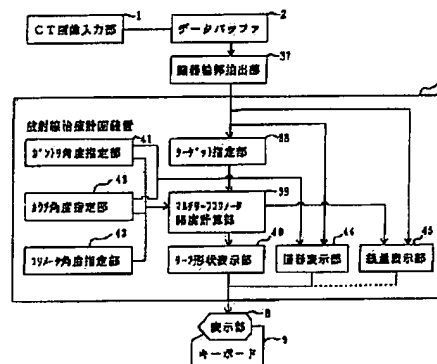


□ \*\* Result [ P ] \*\* Format(P803) 2005.05.21 1/ 1



Application no/date: 1994-300121 [1994/11/10]  
 Date of request for examination: [1994/12/22]  
 Accelerated examination (2)  
 Public disclosure no/date: 1996-131566 [1996/ 5/28]  
 Examined publication no/date (old law): { }  
 Registration no/date: 2564251 [1996/ 9/19]  
 Examined publication date (present law): [1996/12/18]  
 PCT application no: [ ]  
 PCT publication no/date: [ ]  
 Applicant: KEN MATSU MEDICAL SYST KK, NAKANO SYST: YUUGEN  
 Inventor: ASHINO YASUO, NAKANO HIROKAZU  
 IPC: A61N 5/10 A61B 6/03 ,377  
 FI: A61N 5/10 P A61B 6/03 ,377  
 F-Term: 4C082AA03, AC02, AC04, AC05, AC06, AE03, AG27, AJ08, AN01, AN05, 4C093AA22, CA50, FF11, FF16  
 Expanded classification: 282  
 Fixed keyword: R115  
 Citation:

[07,2004.10.22, ] ( ,JP,Unexamined Patent Publication,1989214343)  
 Title of invention: RADIATION MEDICAL TREATMENT PLANNING DEVICE  
 Abstract: PURPOSE: To correctly grasp a target outline by converting the outline of a target selected by a target selecting part at an inputted gantry angle into secondary coordinates by a multi-leaf collimator opening computation part, and computing a leaf opening. CONSTITUTION: A target designating part 38 designates an organ to be a target based on an outline of the organ extracted by an organ outline extracting part 37. It is inputted into a multi-leaf collimator function computation part (computation part) 39. The computation part 39 takes a designated gantry angle from a gantry angle designating part 41, a designated couch angle from a couch angle designating part 42, and a designated collimator angle from a collimator angle designating part 43. The computation part 39 converts the outline of the target into secondary coordinates based on the outline of the inputted target, and the designated angles to compute a leaf opening. A leaf shape display part 40 is thus displayed in a display part 8. COPYRIGHT: (C)1996,JPO



Priority country/date/number: ( ) [ ] ( )  
 Domestic priority: [ ] ( )  
 Original application number: ( )  
 Original registration number: ( )  
 Retroactive date: [ ]  
 No. of claims ( 14 )  
 Classification of examiners decision/date: (decision of registration(allowance))

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 特 許 公 報 (B 2)

(11) 特許番号

第2564251号

(45) 発行日 平成 8 年(1996)12月18日

(24) 登録日 平成 8 年(1996) 9 月19日

(51) Int.Cl. <sup>9</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 N 5/10			A 6 1 N 5/10	P
A 6 1 B 6/03	3 7 7	0277-2 J	A 6 1 B 6/03	3 7 7

請求項の数14(全 18 頁)

(21) 出願番号 特願平6-300121

(22) 出願日 平成 6 年(1994)11月10日

(65) 公開番号 特開平8-131566

(43) 公開日 平成 8 年(1996) 5 月28日

早期審査対象出願

(73) 特許権者 594198329

兼松メディカルシステム株式会社  
東京都大田区南蒲田 2 丁目16番 1 号

(73) 特許権者 390036582

有限会社ナカノシステム  
静岡県富士宮市小泉690番地の 2

(72) 発明者 芦野 靖夫

東京都中野区東中野 5 - 23 - 6 - 1311

(72) 発明者 中野 浩和

静岡県富士宮市小泉690番地の 2

(74) 代理人 弁理士 神戸 清 (外 1 名)

審査官 稲積 義登

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線治療計画装置

1

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 ターゲットを選択するターゲット指定部、ガントリ角度を入力するガントリ角度入力部、リーフ開度を計算するマルチリーフコリメータ開度計算部を持ち、マルチリーフコリメータ開度計算部においてガントリ角度入力部により入力されたガントリ角度におけるターゲット指定部において選択されたターゲットの輪郭を 2 次元座標に変換しリーフ開度を計算することを特徴とする放射線治療計画装置

【請求項 2】 請求項 1 の放射線治療計画装置において、カウチ角度を入力するカウチ角度入力部を持ち、カウチ角度入力部において入力されたカウチ角度におけるターゲット指定部において選択されたターゲットの輪郭から、マルチリーフコリメータ開度計算部でリーフ開度を計算することを特徴とする放射線治療計画装置

2

【請求項 3】 請求項 1 又は 2 の放射線治療計画装置において、コリメータ角度を入力するコリメータ角度入力部を持ち、ターゲット指定部において選択されたターゲットの輪郭からコリメータ角度入力部において入力されたコリメータ角度におけるリーフ開度を、マルチリーフコリメータ開度計算部で計算することを特徴とする放射線治療計画装置

【請求項 4】 請求項 1、2 又は 3 の放射線治療計画装置において、マージンを入力するマージン入力部を持ち、マルチリーフコリメータ開度計算部においてマージンを加算したリーフ開度を得ることを特徴とする放射線治療計画装置

【請求項 5】 ターゲットを選択するターゲット指定部、ガントリ角度を入力するガントリ角度入力部、リーフ開度を計算するマルチリーフコリメータ開度計算部、

3

ガントリ角度入力部により入力されたガントリ角度におけるターゲット指定部において選択されたターゲットの輪郭から臓器形状を表示する臓器表示部及びリーフの形状を表示するリーフ形状表示部を持ち、臓器形状とリーフ形状を同一表示装置に表示することを特徴とする放射線治療計画装置

【請求項6】 請求項1、2、3、4又は5の放射線治療計画装置において、マルチリーフコリメータ開度計算部が、ターゲット輪郭としてCT面上に構成されたクロスセクションデータを用いターゲット端面のCT面に対しスライス厚処理を施す端面CTスライス厚処理部を持ち、端面CTスライス厚処理部においてターゲット輪郭の存在するCT面の端面上のクロスセクションデータをターゲットの存在しないCT面上との間に移動もしくは複写することにより、マルチリーフコリメータ開度計算を行う放射線治療計画装置

【請求項7】 請求項1、2、3、4又は5の放射線治療計画装置において、マルチリーフコリメータ開度計算部が、ターゲット輪郭としてCT面上に構成されたクロスセクションデータを用いターゲット端面のCT面に対しスライス厚処理を施す端面CTスライス厚処理部を持ち、端面CTスライス厚処理部においてターゲット輪郭の存在するCT面の端面上のクロスセクションデータ上の点をターゲットの存在しないCT面上との間に仮想点として写象しターゲット端面CT面のクロスセクションデータと線で結ぶことによりマルチリーフコリメータ開度計算を行う放射線治療計画装置

【請求項8】 請求項1、2、3、4、5、6又は7の放射線治療計画装置において、マルチリーフコリメータ開度計算部が、ターゲット輪郭としてCT面上に構成されたクロスセクションデータを用いCT面間のターゲット輪郭を補間するCT面間スライス厚処理部を持ち、CT面間スライス厚処理部のターゲット輪郭を補間するためにCT面上のクロスセクションに三角形タイリングを施しマルチリーフコリメータ開度計算を行う放射線治療計画装置

【請求項9】 請求項8の放射線治療計画装置において、マルチリーフコリメータ開度計算部が、CT面間スライス厚処理部にて三角形タイリングを施されたクロスセクションを2次元面に投影し、投影されたクロスセクションの外輪郭を求めることでマルチリーフコリメータ開度計算を行う放射線治療計画装置

【請求項10】 請求項1、2、3、4、5、6又は7の放射線治療計画装置において、マルチリーフコリメータ開度計算部が、ターゲット輪郭としてCT面上に構成されたクロスセクションデータを用いCT面間のターゲット輪郭を補間するCT面間スライス厚処理部、リーフ開度を求めるリーフ開度計算部を持ち、リーフ開度計算部がCT面間スライス厚処理部において2次元面に投影されたクロスセクションデータの個々の線の座標により

4

リーフの位置を順次移動することによりマルチリーフコリメータ開度計算を行う放射線治療計画装置

【請求項11】 請求項1、2、3、4、5、6又は7の放射線治療計画装置において、マルチリーフコリメータ開度計算部が、ターゲット輪郭としてCT面上に構成されたクロスセクションデータを用い3次元ターゲット輪郭を2次元座標に変換する投影形状算出部、CT面間のターゲット輪郭を補間するCT面間スライス厚処理部、2次元座標に投影されたクロスセクションデータから個々のリーフ開度を求めるリーフ開度計算部を持ち、CT面間スライス厚処理部においてCT面間のターゲット輪郭を補間するために投影形状算出部において変換された2次元クロスセクションデータのリーフ開度方向の最大位置と最少位置を記憶し隣り合ったCT面の最大位置どうし及び最少位置どうしを線で結び、これによりリーフ開度計算部がマルチリーフコリメータ開度計算を行う放射線治療計画装置

【請求項12】 請求項4の放射線治療計画装置において、マルチリーフコリメータ開度計算部が、ターゲット輪郭としてCT面上に構成されたクロスセクションデータを用い3次元ターゲット輪郭を2次元座標に変換する投影形状算出部、CT面間のターゲット輪郭を補間するCT面間スライス厚処理部、2次元座標に投影されたクロスセクションから個々のリーフ開度を求めるリーフ開度計算部を持ち、リーフ開度計算部においてリーフ幅及びリーフ長さをマージン入力部で入力されたマージンの量の厚みを持たせリーフ開度の計算を行う放射線治療計画装置

【請求項13】 請求項4の放射線治療計画装置において、マルチリーフコリメータ開度計算部が、ターゲット輪郭としてCT面上に構成されたクロスセクションデータを用い3次元ターゲット輪郭を2次元座標に変換する投影形状算出部、CT面間のターゲット輪郭を補間するCT面間スライス厚処理部、2次元座標に投影されたクロスセクションから個々のリーフ開度を求めるリーフ開度計算部を持ち、リーフ開度計算部において2次元座標に投影されたターゲット輪郭をマージン入力部で入力されたマージンの量の厚みを持たせリーフ開度の計算を行う放射線治療計画装置

【請求項14】 請求項4の放射線治療計画装置において、マルチリーフコリメータ開度計算部が、ターゲット輪郭としてCT面上に構成されたクロスセクションデータを用い、CT面間のターゲット輪郭を補間するCT面間スライス厚処理部、ターゲット輪郭にマージンを付加するターゲット輪郭マージン処理部、3次元ターゲット輪郭を2次元座標に変換する投影形状算出部、2次元座標に投影されたクロスセクションから個々のリーフ開度を求めるリーフ開度計算部を持ち、CT面間スライス厚処理部におけるCT面間のターゲット輪郭の補間としてCT面上のクロスセクションデータに三角形タイリング

5

を施し、CT面間スライス厚処理部にて三角形タイリングを施されたクロスセクションデータをターゲット輪郭マージン処理部にてマージン分の半径を持つ線に変換し、投影形状算出部にてマージン分の半径を持つクロスセクション線を2次元座標に投影し、リーフ開度を計算する放射線治療計画装置

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、癌の放射線治療における放射線照射法の計画を行う放射線治療計画装置に関する。

【0002】

【従来の技術】癌治療の方法の1つとして放射線による、放射線治療がある。放射線治療においては、ターゲットに高い線量を照射し、ターゲット以外の臓器には出来る限り、低い線量となる照射が望ましい。このため、放射線治療を行うに当たって、治療計画が必要となり、治療計画を行う装置を放射線治療計画装置という。

【0003】図18は放射線治療機の構成を示した斜視図である。図において、101はガントリ、102はガントリヘッド、104はガントリの回転軸、103はコリメータ、105はカウチ、106はカウチの回転軸である。ガントリ101は、ガントリ回転軸104を中心に図中矢印A方向に回転する。コリメータ103はガントリヘッド102に接続され図中矢印B方向に回転する。カウチ105は、カウチ回転軸106を中心に図中矢印C方向回転し、カウチ回転軸106はガントリヘッド102が下を向いた状態での垂直線と一致する。ターゲットに放射線を照射する際には、ガントリ角、コリメータ角、カウチ角度を変えて、眼球や背骨等の放射線感受性の高い臓器を避ける方向から照射する必要がある。

【0004】図19はマルチリーフコリメータの構成を示した斜視図である。図において、111は上絞り装置、112は下絞り装置、113はリーフである。上絞り装置111は、図中矢印L1方向、L2方向に開動する。下絞り装置112はリーフ113から成り、W1方向、W2方向に開動する。それぞれのリーフが独立の移動量で移動することにより、照射野形状を変化させる事ができる。リーフ1枚の幅はアイソセンタに投影した幅で1cm~2cmが一般的である。

【0005】ガントリの回転軸とビームソースからおろした垂線との交点をアイソセンタという。このアイソセンタを中心としてガントリの回転軸を含みガントリヘッドから垂直におろした垂線と直角に交わる面をアイソセンタ面という。アイソセンタは、線量計算の基準点として用いられることが多く、通常ターゲットの中心がアイソセンタとなるように、ビームを照射する。放射線の照射野は通常このアイソセンタ面における形状を用いる。

【0006】図20はマルチリーフコリメータにより形成されるアイソセンタ面における照射野を表した断面図

6

である。図において、111は上絞り装置、112は下絞り装置、15は放射線治療機の放射線ビームの点線源位置、23はアイソセンタ面、24は放射線ビームの中心軸、114は照射野である。線源15から出たビームは、上絞り装置111及び下絞り装置112のリーフにより適宜放射線を遮ることによってアイソセンタ面23で照射野114を形成する。

【0007】アイソセンタが患者体内に位置し、ガントリを固定して照射する照射法をSAD法といい、アイソセンタが患者皮膚面に位置する照射法をSSD法という。また、ターゲットに放射線を照射しながらガントリを回転させる照射法を回転照射と言い、回転照射では通常アイソセンタは患者体内に位置する。

【0008】ガントリを固定して、照射野をターゲット形状に一致させる照射法を不整形照射という。特にガントリ角度を変更しながら固定照射する照射法を不整形多門照射法という。またガントリの回転と共に、照射野をターゲット形状に一致させるようにリーフ開度を変化させる照射法を原体照射法という。これは放射線治療機の線源を患部を中心として回転させると同時に放射線の照射口部に設けられたマルチリーフコリメータの開度を変化させて患部形状に合った照射野を形成する方法である。放射線治療計画装置で扱う放射線の種類は、X線に限らず電子線、陽子、ヘリウムの原子核等の重粒子を含む。

【0009】次に3次元放射線治療計画装置について説明する。一般に放射線の線源を線線源とみなして、治療計画をたてる治療計画装置を2次元治療計画装置、点線源とみなして治療計画をたてる治療計画装置を3次元治療計画装置という。

【0010】CT画像を用いて3次元放射線治療計画を行う例に、特許出願公開平1-214343のCT画像活用型治療計画装置がある。このブロック図を図21に示す。図において、1は所定厚さにスライスされた複数のCT画像を入力するCT画像入力部である。CT画像の入力手段としてはCT装置とオンライン接続して入力するかまたは磁気テープ、フロッピーディスク等の媒体によりCT画像を転送する方法がある。次に、2は入力されたCT画像を格納するデータバッファ部、4はデータバッファ部のCT画像に対して治療対象となる任意形状を指定しターゲットとして登録するターゲット指定部である。5は点線源とみなされた放射線治療機の線源から指定されたターゲットについての接線を計算する接線計算部、6は放射線治療機の回転軸を含み且つ点線源から照射される放射線のビーム中心軸に垂直な平面において、前記接線との交点を求めターゲットの投影形状を算出する投影形状算出部、7は投影形状を含む実際の放射線治療用の照射野を算出する照射野計算部、8は表示部、9はキーボードである。なお、3はターゲット指定部4、接線計算部5、投影形状算出部6、照射野計算部

7から成る演算装置であり、ターゲット指定部4で指定されたターゲットの記憶を行う。

【0011】この場合のCT画像は、治療対象患者体内の任意範囲に位置する癌等のターゲットをはさむような範囲を所望の厚さでスライスした多数のCT画像のことをいう。このCT画像におけるスライス位置は通常、体軸を足から頭にかけてZ軸とした場合、Z軸値に関連付けて表される。Z=0の位置はほぼターゲット中心を通る位置に決められるが、別に他の位置に決定しても治療計画に際し影響はない。この場合はターゲット中心をZ=0とした相対座標とする。

【0012】まず、CT画像入力部1より入力され、データバッファ2に格納されたCT画像についてターゲット指定部4によりCT画像全てについてターゲットを入力する。以下、放射線治療の位置決めの際に必要な計画データの算出が演算装置3により行われる。計画データの算出では、まず放射線治療機のガントリ回転中心位置、ガントリ回転角度を決定し、次に患者を所定位置に設定した場合の治療台における3次元的位置関係を決定する。このガントリ回転中心、ガントリ回転角度を決定した後、放射線治療機の放射線ビームがターゲット患部を照射するように治療機用照射野の形状を定める。

【0013】この照射野の形状は放射線治療機の線源を点線源として、ターゲット患部に対して接線方向の線分を多数引くことにより全体としてターゲット領域を包絡する治療領域を求めることができる。この接線を求めるのが接線計算部5であり、Z軸方向に垂直にスライスされた多数のCT画像の各ターゲットに対して放射線ビームの線源位置から各々接線を引き接線の3次元空間における線分を計算により求める。

【0014】次に投影形状算出部6は接線計算部5により求められた接線と、放射線治療機回転中心を含み放射線ビーム中心軸に垂直な平面（以下、アイソセンタ面と称す）との交点を求め、放射線ビームの線源位置からターゲットを接線方向に投影した画像をアイソセンタ面に形成する。この場合、CT画像は所定間隔により採取されたものであるためターゲット形状として入力されたターゲットは実際のターゲット形状を離散的に代表した形状となる。このため、例えば2枚のCT画像間に存在するターゲット形状はその画像間隔において補間することにより疑似的に類推される。そして、投影形状算出部6により求められた投影画像に基づいて照射野計算部7において放射線治療を行うべき照射野を計算する。

【0015】図22はCT画像の斜視図である。図において、所定厚さでスライスされた2枚のCT画像10、11は各個にターゲット12、13を含んでいる。また、CT画像10、11の内、一般に治療計画装置で扱うCT画像は所定厚のスライスの中心を通る中心CT画像10a、11aであり、これに伴いターゲットは中心CT画像10a、11a上の12a、13aとなる。1

4はガントリ回転軸、15は放射線治療機の放射線ビームの点線源位置、16は点線源位置15を含みガントリ回転軸14と平行な線線源軸、17、18はCT画像において線線源16と交差する点である。19、20は点17からターゲット12aに対して引いた接線、21、22は点18からターゲット13aに対して引いた接線、23は放射線ビームの中心軸24に垂直でガントリ回転軸14を含んだアイソセンタ面、25、26、27、28は接線19、20、21、22とアイソセンタ面23との交点、29、30は点15からターゲット12aに対して引いた接線、31、32は点15からターゲット13aに対して引いた接線、33、34は接線29、30とアイソセンタ面23との交点、35、36は接線31、32とアイソセンタ面23との交点である。

【0016】2次元放射線治療計画装置では線線源16上の点17、18からターゲット12a、13aへ引いた接線19、20、21、22とアイソセンタ面23との交点25、26、27、28を結ぶ直線の範囲を照射野として決定していた。3次元放射線治療計画装置では点線源15から引いた接線29、30、31、32のアイソセンタ面23との交点33、34、35、36を結んだ直線の範囲が照射野となり、2次元放射線治療計画装置の照射野と比較して、ターゲットの形状からより正確な照射野を決定することができる。

【0017】次にノンコプラナ照射法について説明する。図23のa)はコプラナビームを現した斜視図である。図において、115は線源からのビームを放射する方向、116はCT画像、117はターゲットである。CT画像116の横断面とビームを放射する方向115が平行なビームをコプラナ（共面）ビームという。2次元治療計画装置では線量分布計算を、コプラナビームの線量を適当な仮定により2次元化し、CTスライス上の分布を求めるものである。

【0018】図23のb)はノンコプラナビームを現した斜視図である。図において、115は線源からのビームを放射する方向、116はCT画像、117はターゲットである。このようなCT画像116とビームを放射する方向115とが非平行なビームをノンコプラナ（非共面）ビームという。ノンコプラナビームは、とくに頭頸部などで、重要臓器を避けて、ターゲットに線量を集中するのに有効である。

【0019】図24は輪郭データを表示する際の三角形タイリングの手法を現した斜視図である。三角形タイリングとは、平行輪郭線群の3次元表現の基本的なもので、輪郭を多角形で近似し、相隣る多角形の頂点を結ぶ方法である。図において、117はCT面のクロスセクション、119は三角形タイリングを施したターゲットの3次元表現である。CT画像は電子密度を画素単位に数値データとして持つものである。このCT画像の輪郭を抽出し、線で表現した輪郭データをクロスセクション

という。三角形タイリングにより、クロスセクションは多面体に変換できる。

#### 【0020】

【発明が解決しようとする課題】特開平1-214343号のCT画像活用型治療計画装置は、各CT面におけるターゲットについて点線源からの接線を求める方式であり、厳密に言えば、点線源がターゲットと同一平面上になければ接線は定義できないが、この接線を求める方法は、同一平面もしくは同一平面から離れていない位置に点線源があることを暗黙のうちに仮定している。またCT面の法線とガントリ回転軸が大きく異なる場合の接線を求める方法について、全く考慮がなされていないといった欠点がある。すなわち、この方式では端部に近いCT面において1元的に接線を特定できないから、これから算出されるターゲットの投影画像は特に端部近くにおいて信頼性に欠けると言わざるをえない。また、ノンコプラナの場合には、全く有効ではないことは言うまでもない。

【0021】図25は、上述の接線を求める方式のノンコプラナの場合の斜視図である。同図において、15は放射線治療機の放射線ビームの点線源位置、14はガントリ回転軸、12はターゲット、52は所定厚さでスライスされたCT画像、23はアイソセンタ面である。点線源15からの接線は、どこを接点とするのか全く不明確である。

【0022】また、従来の3次元治療計画装置は、リーフ開度をクロスセクションに重ねて表示することが出来なかった。回転照射ではガントリが回転しながら同時に照射野すなわちリーフ開度が変化する。これを重ねて表示することにより、リーフとクロスセクションがどの程度一致しているかの確認を視覚的に行うことができるのである。

#### 【0023】

【課題を解決するための手段】本発明はこのような課題を解決するためになされたもので、放射線治療計画装置において、ターゲットを選択するターゲット指定部、ガントリ角度を入力するガントリ角度入力部、リーフ開度を計算するマルチリーフコリメータ開度計算部を持ち、マルチリーフコリメータ開度計算部においてガントリ角度入力部により入力されたガントリ角度におけるターゲット選択部において選択されたターゲットの輪郭を2次元座標に変換しリーフ開度を計算することを特徴とする放射線治療計画装置である。

【0024】さらに、カウチ角度を入力するカウチ角度入力部、コリメータ角度を入力するコリメータ角度入力部を設けることで、カウチ角度やコリメータ角度を変化させた場合のターゲット輪郭及びリーフ開度を計算することができる。すなわち、どの角度から放射線を照射するのが最も効果的で、他の臓器に与える影響が少ないかを3次的にシミュレートできる。

【0025】マージンを入力するマージン入力部を設けることで、マルチリーフコリメータ開度計算部においてマージンを加算したリーフ開度を得ることもできる。マージンを入力することで、照射野をある程度拡大し、ターゲットに対し確実に放射線を照射することができる。

【0026】臓器形状を表示する臓器表示部、及び、リーフの形状を表示するリーフ形状表示部を設けることで、臓器形状とリーフ形状を同一表示装置に表示することもできる。

10 【0027】CT面は所定間隔での断面画像であるから、各CT面の中間部及びほとんどの場合ターゲットの端部は画像情報として存在しないわけであるから、これらの部分を適当に補完することで、より正確なターゲット輪郭を得ることができる。請求項6、7には端部を補完できる装置を、請求項8～11には各CT面の中間部を補完できる装置を示している。

#### 【0028】

【作用】本発明放射線治療計画装置は、ターゲットを選択するターゲット指定部、ガントリ角度を入力するガントリ角度入力部、リーフ開度を計算するマルチリーフコリメータ開度計算部を持ち、マルチリーフコリメータ開度計算部においてガントリ角度入力部により入力されたガントリ角度におけるターゲット選択部において選択されたターゲットの輪郭を2次元座標に変換しリーフ開度を計算するものであるから、すべてのCT面のターゲットの輪郭に対し、2次元座標に変換することで、1元的すなわち1対1で対応する輪郭(点線源から見た2次元の輪郭)を得ることができるから、ターゲットの輪郭を正確に把握できる。

30 【0029】さらに、CT画像の切断面の方向と無関係に2次元座標に変換できるから、ノンコプラナ照射法による放射線治療計画も行うことができる。すなわち、カウチ角度を入力するカウチ角度入力部、コリメータ角度を入力するコリメータ角度入力部を設けることで、カウチ角度やコリメータ角度を変化させた場合のターゲット輪郭及びリーフ開度を計算することができ、どの角度から放射線を照射するのが最も効果的で、他の臓器に与える影響が少ないかを3次的にシミュレートできる。

40 【0030】また、スライス厚処理、マージン処理等を行い、リーフ形状を計算することによりターゲット形状により正確に一致したリーフ開度を取得することが可能となる。

【0031】さらに、ターゲットとリーフ形状を同一画面に重ねて表示することにより、ターゲットとリーフ形状がどの程度一致しているかの確認を容易かつ確実にし、回転照射の場合にはガントリの回転によってリーフの開度がどのように変化するかが視覚的に容易に確認できる。

#### 【0032】

50 【実施例】

## 11

【0033】図1は、臓器とリーフ開度を同一画面で表示させる方法についてのブロック図である。図において、1はCT画像入力部、2はデータバッファ、3は放射線治療計画装置、37は臓器輪郭抽出部、38はターゲット指定部、39はマルチリーフコリメータ開度計算部、40はリーフ形状表示部、41はガントリ角度指定部、42はカウチ角度指定部、43はコリメータ角度指定部、44は臓器表示部、45は線量表示部、8は表示部、9はキーボードである。

【0034】マルチリーフコリメータ開度計算部39は、ガントリ角指定部41で指定されたガントリ角度とカウチ角度指定部42で指定されたカウチ角度とコリメータ角度指定部43で指定されたコリメータ角におけるリーフの開度を算出する。マルチリーフコリメータ開度計算部39で計算されたリーフ開度はリーフ形状表示部40により、表示部8に表示する。

【0035】臓器表示部44は、ガントリ角指定部41で指定されたガントリ角度とカウチ角度指定部42で指定されたカウチ角度における臓器形状を、表示部8に表示する。臓器表示部44で用いるガントリ角度とカウチ角度は、マルチリーフコリメータ開度計算部39で用いる値と同値である。

【0036】線量表示部45は、あらかじめ計算されていた線量を表示する。この線量の表示は必ずしも必須ではない。リーフはアイソセンタに投影した幅で1cm～2cmが一般的であり、臓器形状にリーフ形状を完全に一致させる事は原理的にできない。リーフ形状と臓器を同一画面上に表示することにより、リーフと臓器がどの程度一致するかを確認することが可能となる。またガントリ角度を連続的に変化させる事により、ガントリ回転による、臓器投影形状の変化とリーフ形状の変化が視覚的に確認できる。

【0037】本実施例で表示する臓器は、CT画像入力部1で入力されたCT画像をハードディスクやフロッピーディスクやコンピュータメモリ等のデータバッファ2に蓄積し、臓器輪郭抽出部37で輪郭抽出されたものを用いているが、CT画像をそのまま用いることも可能である。

【0038】図2はCT面クロスセクションデータのアイソセンタ面への投影を表した斜視図である。図において、15は放射線治療機の放射線ビームの点線源位置、24は放射線ビームの中心軸、23はアイソセンタ面、14はガントリ回転軸、58、59、60、61、62はCT面クロスセクションデータ、63、64、65、66、67はアイソセンタ面に投影されたクロスセクションデータである。アイソセンタ面23は放射線ビーム中心軸24に垂直で、ガントリ回転軸14を含む。

【0039】アイソセンタ面に投影されたクロスセクションデータ63は、CT面クロスセクションデータ58の放射線ビームの点線源位置15から見たアイソセンタ

## 12

面23への投影であり、同様に、64は59の投影、65は60の投影、66は61の投影、67は62の投影である。

【0040】図3は、投影を行うアイソセンタ平面とCT画像の3次元座標間の関係を示した斜視図である。図において、15は放射線治療機の放射線ビームの点線源位置、23はアイソセンタ面、14はガントリ回転軸、24は放射線ビームの中心軸、59はCT面クロスセクション、68はCT面クロスセクション59上の点、64はCT面クロスセクション59のアイソセンタ面への投影、69はCT面クロスセクション59上の点68のアイソセンタ面への投影、70はアイソセンタである。

【0041】ガントリ角度は図中 $\theta$ で表され、ガントリ回転軸14を中心に放射線ビーム中心軸24を放射線ビーム中心軸24'に回転させる。カウチ角度は図中 $\psi$ で表され、角度 $\psi$ は放射線ビーム中心軸24を中心にガントリ回転軸14をガントリ回転軸14'に回転させる。コリメータ角度は図中 $\phi$ で表され、角度 $\phi$ は放射線ビーム中心軸24を中心にアイソセンタ面23をアイソセンタ面23'に回転させる。

【0042】アイソセンタ70の座標値を $(x_i, y_i, z_i)$ とし、CT面クロスセクション上の点68の3次元座標における座標値を $(x_o, y_o, z_o)$ としアイソセンタ面座標を $(w_c, l_c, t_c)$ とする。CT面クロスセクション上の点68の3次元座標における座標値を $(x_o, y_o, z_o)$ は以降に述べる図4、図5、図6に述べる座標変換によりアイソセンタ面座標 $(w_c, l_c, t_c)$ に変換されたのち、線源からの距離 $t_d$ とアイソセンタ座標の高度 $t_c$ とから、投影座標 $(w_t, l_t)$ が計算される。クロスセクションを投影する平面は本実施例の場合アイソセンタ面としているが、ビーム中心軸に垂直な平面であれば、特に問題とならない。ここで述べる線は直線だけでなく、各クロスセクションの頂点を結ぶスプライン曲線等をも含む。

【0043】図4はガントリの回転による座標変換を表した説明図及び計算式である。ガントリの回転は、図中y軸を中心とした角度 $\theta$ の回転で表される。原座標 $(x, y, z)$ は、図中の計算式にて $(x', y', z')$ に変換される。

【0044】図5はカウチの回転による座標変換を表した説明図及び計算式である。カウチの回転は、図中z軸を中心とした角度 $\psi$ の回転で表される。原座標 $(x, y, z)$ は、図中の計算式にて $(x', y', z')$ に変換される。図4のガントリの回転と本図のカウチの回転による座標変換の合成変換によって、座標 $(x, y, z)$ は $(w', l', t_c)$ に変換される。

【0045】図6はコリメータの回転を表した説明図及び計算式である。コリメータの回転は角度 $\phi$ のアイソセンタ面の回転として表される。アイソセンタ面の回転により、 $(w', l')$ が $(w_c, l_c)$ に変換される。

【0046】図7は、三角形タイリングを用いたCT面間スライス厚処理部を持った放射線治療計画装置のブロック図である。図において、1はCT画像入力装置、2はデータバッファ、37は臓器輪郭抽出部、3は放射線治療計画装置、38はターゲット指定部、41はガントリ角度指定部、42はカウチ角度指定部、43はコリメータ角度指定部、50はマージン指定部、39はマルチリーフコリメータ開度計算部、46は端面CTスライス厚処理部、49aは三角形タイリングを用いたCT面間スライス厚処理部、47は投影形状算出部、48はリーフ開度計算部、40はリーフ形状表示部、8は表示部、9はキーボードである。

【0047】臓器輪郭抽出部37は、CT画像の電子密度の数値情報を元に臓器の輪郭を抽出する。抽出された輪郭情報のことをクロスセクションという。CT画像入力部1で入力されたCT画像は、データバッファ2に記録され、臓器輪郭抽出部37でそれぞれの臓器の輪郭抽出が行われる。ターゲット指定部38は、どの臓器をターゲットとするか指定するもので、通常、腫瘍がターゲットとなる。マルチリーフコリメータ開度計算部39で指定されたターゲットに対しマージン指定部50で指定されたマージンを持ったリーフ開度が計算される。計算されたリーフ開度は、リーフ形状表示部40によって表示部8に表示される。

【0048】以下マルチリーフコリメータ開度計算部39の詳細について述べる。端面CTスライス厚処理部46は、CT画像のターゲットの含まれているCT画像とターゲットの含まれていないCT画像間の処理を行うものである。CT画像はスライス厚を持って採取されるためターゲット端面はそのスライス厚分の厚みを考慮しなければならない。詳細は後述する。同様にCT面間のターゲットについても補間処理が必要となる。この処理を行う所がCT面間スライス厚処理部49aである。本実施例においてはCT面間スライス厚処理方法として三角形タイリングを用いる場合について述べている。ガントリ角度指定部41で指定されたガントリ角度とカウチ角度指定部42で指定されたカウチ角度とコリメータ角度指定部43で指定されたコリメータ角度は、投影形状算出部に入力されCT面間スライス処理部49aで三角形タイリングを施されたクロスセクションが2次元座標へと投影される。リーフ開度計算部は、2次元座標へと投影されたクロスセクションデータを元にリーフ開度を計算する。

【0049】次に端面処理について説明する。通常CT画像はターゲットが全て含まれるように採取される。すなわち、少なくとも両端のCT画像にはターゲットが含まれない。CT画像は所定間隔により採取されたものであり、2枚のCT画像間の場合は、その間に存在するターゲット形状はその画像間隔において補間することにより疑似的に類推されるが、ターゲット端面のCT画像に

対しては、CT画像厚を考慮した端面処理が必要となる。

【0050】図8は、端面ターゲット延長による端面CTスライス厚処理を表した斜視図である。図において、72、76は端面のターゲット、71、75はターゲット端面CT画像、74は71に対する端面処理を施す仮想面、78は75に対する端面処理を施す仮想平面、73、77はターゲットを含まないCT画像、79、80は端面処理ターゲットである。

【0051】仮想面74はターゲット端面CT画像71を、ターゲットを含まないCT画像73方向に、画像平面の法線を軸にして平行移動したものである。端面処理ターゲット79は仮想面74上に存在し、端面のターゲット72を同様に平行移動したものである。平行移動の量は、CT画像採取の状態によって最適の値は異なるが、CT画像採取の際にCT画像厚とスライス間隔は同じ値とするのが通例であるため、ターゲット端面CT画像71とターゲットを含まないCT画像73の距離の1/2とすることが望ましい。

【0052】図9は、端点接続による端面CTスライス厚処理を表した斜視図である。図において、72、76は端面のターゲット、71、75はターゲット端面CT画像、74は77に対する端面処理を施す仮想面、78は75に対する端面処理を施す仮想平面、73、77はターゲットを含まないCT画像、81、82は端面処理を施す仮想点である。仮想点81の座標は、ターゲット端面CT画像71の端面のターゲット72に含まれる重心または中心点等の任意に求めた点を、ターゲットを含まないCT画像73方向に、画像平面の法線を軸にして平行移動したものである。この仮想点81とターゲット端面CT画像71における端面のターゲット72とを線で結ぶ。CT画像採取の際には、CT画像厚とスライス間隔は同じ値とするのが通例であるため、平行移動の量は、ターゲット端面CT画像71とターゲットを含まないCT画像73の距離の1/2とするのが望ましいが、CT画像採取の状態によって最適の値は異なる。

【0053】図10は、三角形タイリングによるCT面間スライス厚処理を表した説明図である。図において、85はリーフ、86はリーフエッジ、83、84は上絞り装置、87は投影三角形タイリング線である。図中の投影三角形タイリング線87は、CT端面処理として端点接続処理、CT面間処理として三角形タイリングを3次元座標上で行い、三角形タイリングを施したターゲット輪郭を、アイソセンタ面へと投影したものである。マルチリーフコリメータのリーフ85はそのリーフエッジ86において、三角形タイリング線87のそれぞれと交わらないように、開度処理を行う。上絞り装置83、84は、同様に投影三角形タイリング線87と交わらないよう開度処理を行う。図10においてはマージンは0としている。アイソセンタ面に構成されているすべての投



影三角形タイリング線87において、リーフの開度を求め、最終的なリーフ開度は、そのリーフの最小値及び最大値となる。

【0054】図11は、外輪郭抽出を行うリーフ開度計算を表した説明図である。図において、85はリーフ、86はリーフエッジ、83、84は上絞り装置、88は外輪郭である。図11は図10の投影三角形タイリング線87の外輪郭を抽出した図であり、外輪郭88を抽出することにより、リーフ開度計算の反復を少なくすることが可能となる。本実施例においてCT端面処理及びCT面間処理は、端点接続三角形タイリングに限らない。

【0055】図12は、最大値間、最小値間接続を用いたCT面間スライス厚処理部を持った放射線治療計画装置のブロック図である。図において、1はCT画像入力装置、2はデータバッファ、37は臓器輪郭抽出部、3は放射線治療計画装置、38はターゲット指定部、41はガントリ角度指定部、42はカウチ角度指定部、43はコリメータ角度指定部、50はマージン指定部、39はマルチリーフコリメータ開度計算部、46は端面CTスライス厚処理部、47は投影形状算出部、49bは最大値間、最小値間接続を用いたCT面間スライス厚処理部、48はリーフ開度計算部、40はリーフ形状表示部、8は表示部、9はキーボードである。

【0056】臓器輪郭抽出部37は、CT画像の電子密度の数値情報を元に臓器の輪郭を抽出する。CT画像入力部1で入力されたCT画像は、データバッファ2に記録され、臓器輪郭抽出部37でそれぞれの臓器の輪郭抽出が行われる。ターゲット指定部38にてターゲットが指定される。マルチリーフコリメータ開度計算部39で指定されたターゲットに対しマージン指定部50で指定されたマージンを持ったリーフ開度が計算される。計算されたリーフ開度は、リーフ形状表示部40によって表示部8に表示される。

【0057】以下マルチリーフコリメータ開度計算部39の詳細について述べる。端面CTスライス厚処理部46は、CT画像のターゲットの含まれているCT画像とターゲットの含まれていないCT画像間の処理を行う。ガントリ角度指定部41で指定されたガントリ角度とカウチ角度指定部42で指定されたカウチ角度とコリメータ角度指定部43で指定されたコリメータ角度は、投影形状算出部に入力され各CT面上のクロスセクションデータが2次元座標へと投影される。

【0058】CT面間のターゲットの補間処理を行う所がCT面間スライス厚処理部49bである。CT面間スライス厚処理方法として最大値間、最小値間接続を用いる場合について述べる。最大値間、最小値間接続の詳細の説明図は後述する。最大値間、最小値間接続によるCT面間スライス厚処理部49bは投影形状算出後に処理を行う。リーフ開度計算部は、2次元座標へと投影されたクロスセクションデータを元にリーフ開度を計算す

る。

【0059】図13は最大値間、最小値間接続によるCT面間スライス厚処理を表した説明図である。図において、85はリーフ、86はリーフエッジ、83、84は上絞り装置、89は投影クロスセクション、90は最大値間・最小値間接続によるCT面間スライス厚処理線である。最大値、最小値は、アイソセンタ面に投影された後リーフ開度方向における値を採用する。最大値間・最小値間接続によるCT面間スライス厚処理線90は、各クロスセクション89においてリーフ開度方向の最大値と最小値をとり、それを隣あったクロスセクションにおいて、線を引くことにより、クロスセクション間のターゲット形状を補間する。

【0060】本図においては、マージンを0としている。リーフ85は、リーフエッジ86において、2次元面に投影されたクロスセクション89及び最大値間・最小値間接続によるCT面間スライス厚処理線90と交わらない様に開度処理される。上絞り装置83、84についても2次元面に投影されたクロスセクション89と交わることがないように開度処理を行う。

【0061】図14はマージンを考慮したリーフ開度計算部の処理を表した説明図である。図において、85はリーフ、86はリーフエッジ、83、84は上絞り装置、89は投影クロスセクション、90は最大値間・最小値間接続によるCT面間スライス厚処理線、91はマージン処理を施したリーフ輪郭線である。本図においては、CT面間スライス厚処理線は、最大値間・最小値間接続方式としているが、三角形タイリングにおいても同様である。マージン処理を施したリーフ輪郭線91は、リーフの幅と長さをマージン分増やした値であり、リーフエッジ86においてはマージン半径の円弧となっている。このリーフ輪郭線91を投影クロスセクション89、及びCT面間スライス厚処理線90と交わらない様開度処理を行う。上絞り装置83、84についても同様である。

【0062】図15は、ターゲット線マージン処理におけるリーフ開度計算部の処理を表した説明図である。図において、85はリーフ、86はリーフエッジ、83、84は上絞り装置、89は投影クロスセクション、90は最大値間・最小値間接続によるCT面間スライス厚処理線、92は投影クロスセクションの角におけるマージン処理円、93は投影クロスセクション線及びCT面間スライス厚処理線にマージンを施したマージン処理線である。本図においては、CT面間スライス厚処理線90は、最大値間・最小値間接続方式としているが、三角形タイリングにおいても同様である。マージン処理円92は、投影クロスセクション89及びCT面間スライス厚処理線90の角において設定される。マージン処理円92の半径はマージン指定部で指定された数値となる。マージン処理線93は、投影クロスセクション89及びC

17

T面間スライス厚処理線90にマージン分の幅を持たせた線である。このマージン処理線93及びマージン処理円92と、リーフ85におけるリーフエッジ86とが重ならない様開度処理を行う。上絞り装置83, 84についても同様である。

【0063】図16は、リーフセンタを用いる開度計算部の処理を表した説明図である。図において、85はリーフ、94はリーフ中心、83, 84は上絞り装置である。図15との違いは、リーフ開度はそのリーフ中心94をもとに計算される。

【0064】図17は、ターゲット輪郭マージン処理として三角形タイリングされたクロスセクションデータを3次元上でマージン処理する場合のブロック図である。図において、1はCT画像入力装置、2はデータバッファ、37は臓器輪郭抽出部、3は放射線治療計画装置、38はターゲット指定部、41はガントリ角度指定部、42はカウチ角度指定部、43はコリメータ角度指定部、50はマージン指定部、51はターゲット輪郭マージン処理部、39はマルチリーフコリメータ開度計算部、46は端面CTスライス厚処理部、47は投影形状算出部、49aは三角形タイリングを用いたCT面間スライス厚処理部、48はリーフ開度計算部、40はリーフ形状表示部、8は表示部、9はキーボードである。

【0065】臓器輪郭抽出部37は、CT画像の電子密度の数値情報を元に臓器の輪郭を抽出する。CT画像入力部1で入力されたCT画像は、データバッファ2に記録され、臓器輪郭抽出部37でそれぞれの臓器の輪郭抽出が行われる。ターゲット指定部38において、どの臓器をターゲットとするか指定する。マルチリーフコリメータ開度計算部39で指定されたターゲットに対しマージン指定部50で指定されたマージンを持ったリーフ開度が計算される。計算されたリーフ開度は、リーフ形状表示部40によって表示部8に表示される。

【0066】以下マルチリーフコリメータ開度計算部39の詳細について述べる。端面CTスライス厚処理部46は、CT画像のターゲットの含まれているCT画像とターゲットの含まれていないCT画像間の処理を行う。CT面間スライス厚処理部49aは、三角形タイリングを用いたCT面間のターゲットについての補間処理を行う。ガントリ角度指定部41で指定されたガントリ角度とカウチ角度指定部42で指定されたカウチ角度とコリメータ角度指定部43で指定されたコリメータ角度は、投影形状算出部に入力される。CT面間スライス処理部49aで三角形タイリングを施されたクロスセクションは、ターゲット輪郭マージン処理部において、マージン指定部50で指定されたマージン分の厚みを持った線として3次元座標に表される。投影形状処理部47では、マージン分の厚みを持った線を2次元座標に投影し、リーフ開度計算部48においてリーフ開度計算が行われる。リーフ開度計算部48は、2次元座標へと投影され

18

たクロスセクションデータを元にリーフ開度を計算する。

【0067】

【発明の効果】以上のように、この発明による放射線治療計画装置は、ターゲットクロスセクションを2次元平面に座標変換し、点線源から見たターゲットの輪郭を得るものであるから、正確にターゲット形状を把握でき、さらに、端面処理・CT面間処理・マージン処理等を行うことによりマルチリーフコリメータのリーフ開度をターゲット形状と極めて近い形状に一致させることが可能となる。また、臓器形状を表示する臓器表示部、及び、リーフの形状を表示するリーフ形状表示部を設けることで、マルチリーフコリメータとターゲットとなるガン等の形を同一画面で比較検討することにより視覚的に一致度を確認することができる。本発明により精度の高い治療計画が可能となり放射線治療の治療率の向上及び治療による放射線障害を低減することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】臓器とリーフ開度を同一画面で表示させる方法についてのブロック図である。

【図2】CT面クロスセクションデータのアイソセンタ面への投影を表した斜視図である。

【図3】投影を行うアイソセンタ平面とCT画像の3次元座標間の関係を示した斜視図である。

【図4】ガントリの回転による座標変換を表した説明図であえる。

【図5】カウチの回転による座標変換を表した説明図である。

【図6】コリメータの回転を表した説明図である。

【図7】三角形タイリングを用いたCT面間スライス厚処理部を持った放射線治療計画装置のブロック図である。

【図8】端面ターゲット延長による端面CTスライス厚処理を表した斜視図である。

【図9】端点接続による端面CTスライス厚処理を表した斜視図である。

【図10】三角形タイリングによるCT面間スライス厚処理を表した説明図である。

【図11】外輪郭抽出を行うリーフ開度計算を表した説明図である。

【図12】最大値間、最小値間接続を用いたCT面間スライス厚処理部を持った放射線治療計画装置のブロック図である。

【図13】最大値間、最小値間接続によるCT面間スライス厚処理を表した説明図である。

【図14】マージンを考慮したリーフ開度計算部の処理を表した説明図である。

【図15】ターゲット線マージン処理におけるリーフ開度計算部の処理を表した説明図である。

【図16】リーフセンタを用いる開度計算部の処理処理

19

を表した説明図である。

【図17】ターゲット輪郭マージン処理として三角形タイリングされたクロスセクションデータを3次元上でマージン処理する場合のブロック図である。

【図18】放射線治療機の構成を示した斜視図である。

【図19】マルチリーフコリメータの構成を示した斜視図である。

【図20】マルチリーフコリメータにより形成されるアイソセンタ面における照射野を表した断面図である。

【図21】従来のCT画像活用型治療計画装置のブロック図である。

【図22】CT画像の斜視図である。

【図23】コプラナビーム及びノンコプラナビームを現した斜視図である。

【図24】輪郭データを表示する際の三角形タイリングの手法を現した斜視図である。

【図25】接線を求める方式のノンコプラナの場合の斜視図である。

【符号の説明】

- 1 CT画像入力部
- 2 データバッファ
- 3 放射線治療計画装置
- 4 接線計算部
- 6 投影形状算出部
- 7 照射野計算部
- 8 表示部
- 9 キーボード
- 10 所定厚さでスライスされたCT画像
- 10a 所定厚のスライスの中心を通る中心CT画像
- 11 所定厚さでスライスされたCT画像
- 11a 所定厚のスライスの中心を通る中心CT画像
- 12 ターゲット
- 12a 中心CT画像上のターゲット
- 13 ターゲット
- 13a 中心CT画像上のターゲット
- 14 ガントリ回転軸
- 15 放射線治療機の放射線ビームの点線源位置
- 16 点線源位置15を含みガントリ回転軸14と平行な線線源軸
- 17 CT画像において線線源16と交差する点
- 18 CT画像において線線源16と交差する点
- 19 点17からターゲット12aに対して引いた接線
- 20 点17からターゲット12aに対して引いた接線
- 21 点18からターゲット13aに対して引いた接線
- 22 点18からターゲット13aに対して引いた接線
- 23 アイソセンタ面
- 24 放射線ビームの中心軸
- 25 接線20とアイソセンタ面23との交点
- 26 接線19とアイソセンタ面23との交点
- 27 接線22とアイソセンタ面23との交点

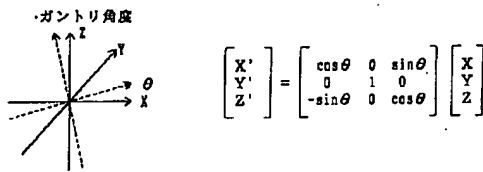
20

- 28 接線21とアイソセンタ面23との交点
- 29 点15からターゲット12aに対して引いた接線
- 30 点15からターゲット12aに対して引いた接線
- 31 点15からターゲット13aに対して引いた接線
- 32 点15からターゲット13aに対して引いた接線
- 33 接線30とアイソセンタ面23との交点
- 34 接線29とアイソセンタ面23との交点
- 35 接線32とアイソセンタ面23との交点
- 36 接線31とアイソセンタ面23との交点
- 37 臓器輪郭抽出部
- 38 ターゲット指定部
- 39 マルチリーフコリメータ開度計算部
- 40 リーフ形状表示部
- 41 ガントリ角度指定部
- 42 カウチ角度指定部
- 43 コリメータ角度指定部
- 44 臓器表示部
- 45 線量表示部
- 46 端面CTスライス厚処理部
- 47 投影形状算出部
- 48 リーフ開度計算部
- 49a 三角形タイリングを用いたCT面間スライス厚処理部
- 49b 最大値間、最小値間接続を用いたCT面間スライス厚処理部
- 50 マージン指定部
- 51 ターゲット輪郭マージン処理部
- 52 所定厚さでスライスされたCT画像
- 58 CT面クロスセクションデータ
- 59 CT面クロスセクションデータ
- 60 CT面クロスセクションデータ
- 61 CT面クロスセクションデータ
- 62 CT面クロスセクションデータ
- 63 アイソセンタ面に投影されたクロスセクションデータ
- 64 アイソセンタ面に投影されたクロスセクションデータ
- 65 アイソセンタ面に投影されたクロスセクションデータ
- 66 アイソセンタ面に投影されたクロスセクションデータ
- 67 アイソセンタ面に投影されたクロスセクションデータ
- 68 CT面クロスセクション59上の点
- 69 CT面クロスセクション59上の点68のアイソセンタ面への投影
- 70 アイソセンタ
- 71 ターゲット端面CT画像
- 72 端面のターゲット
- 73 ターゲットを含まないCT画像

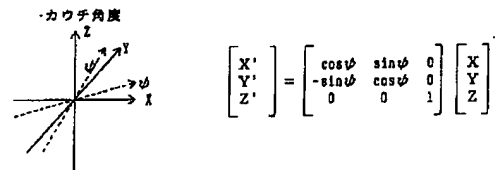
- 74 端面処理を施す仮想面
- 75 ターゲット端面CT画像
- 76 端面のターゲット
- 77 ターゲットを含まないCT画像
- 78 端面処理を施す仮想面
- 79 端面処理ターゲットである
- 80 端面処理ターゲットである
- 81 端面処理を施す仮想点
- 82 端面処理を施す仮想点
- 83 上絞り装置
- 84 上絞り装置
- 85 リーフ
- 86 リーフエッジ
- 87 投影三角形タイリング線
- 89 投影クロスセクション
- 90 最大値間・最小値間接続によるCT面間スライス厚処理線
- 91 マージン処理を施したリーフ輪郭線
- 92 投影クロスセクションの角におけるマージン処理

- 円
- 93 投影クロスセクション線及びCT面間スライス厚処理線にマージンを施したマージン処理線
- 94 リーフ中心
- 101 ガントリ
- 102 ガントリヘッド
- 103 コリメータ
- 104 ガントリの回転軸
- 105 カウチ
- 106 カウチの回転軸
- 111 上絞り装置
- 112 下絞り装置
- 113 リーフ
- 114 照射野
- 115 線源からのビームを放射する方向
- 116 CT画像
- 117 CT面のクロスセクション
- 119 三角形タイリングを施したターゲットの3次元表現

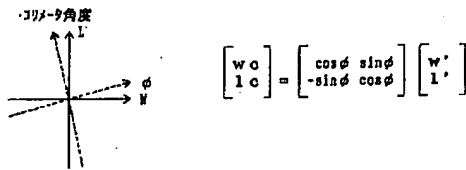
【図4】



【図5】



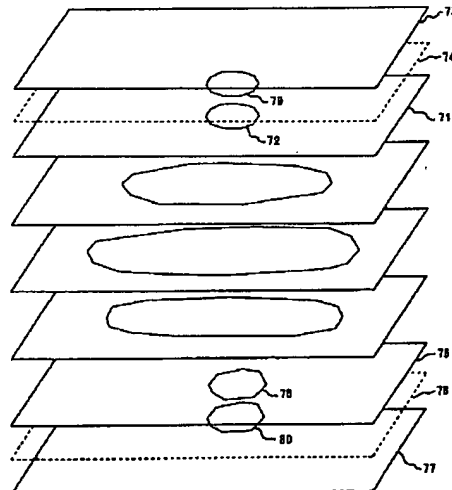
【図6】



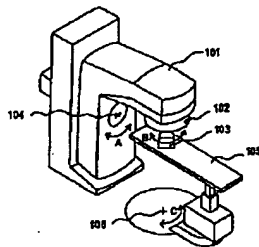
$$\begin{bmatrix} w' \\ l' \\ c' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \psi & \sin \psi & 0 \\ -\sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} (x_0 - x_1) \\ (y_0 - y_1) \\ (z_0 - z_1) \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} \cos \theta \cos \psi & \cos \theta \sin \psi & \sin \theta \\ -\sin \psi & \cos \psi & 0 \\ -\sin \theta \cos \psi & -\sin \theta \sin \psi & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} (x_0 - x_1) \\ (y_0 - y_1) \\ (z_0 - z_1) \end{bmatrix}$$

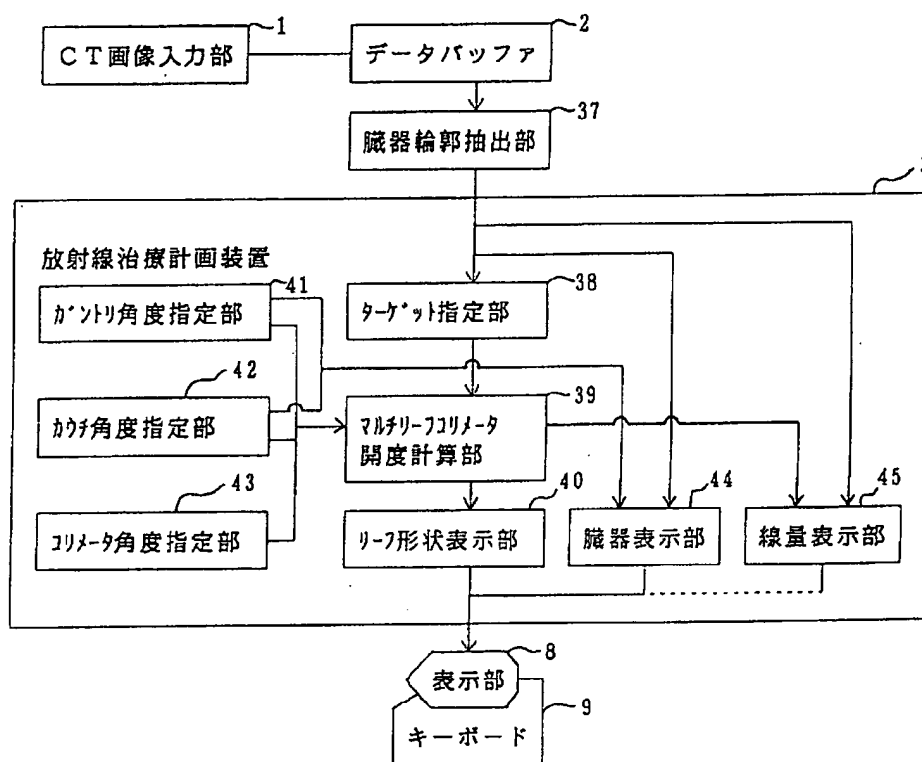
【図8】



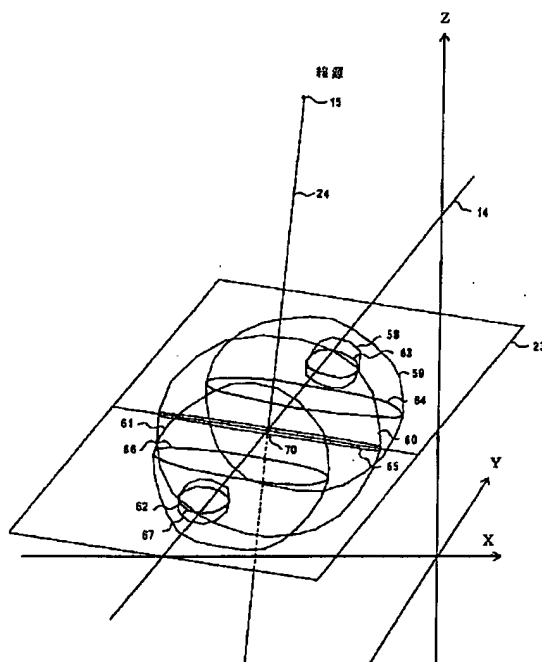
【図18】



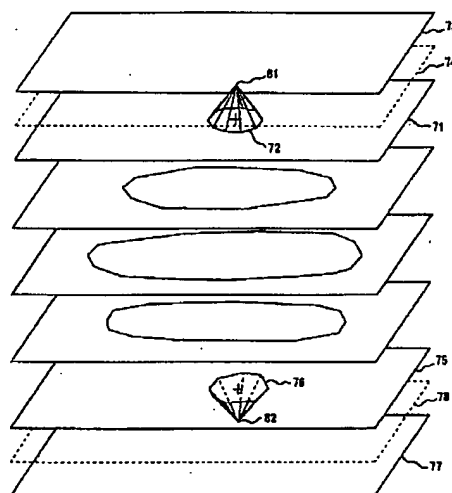
【図1】



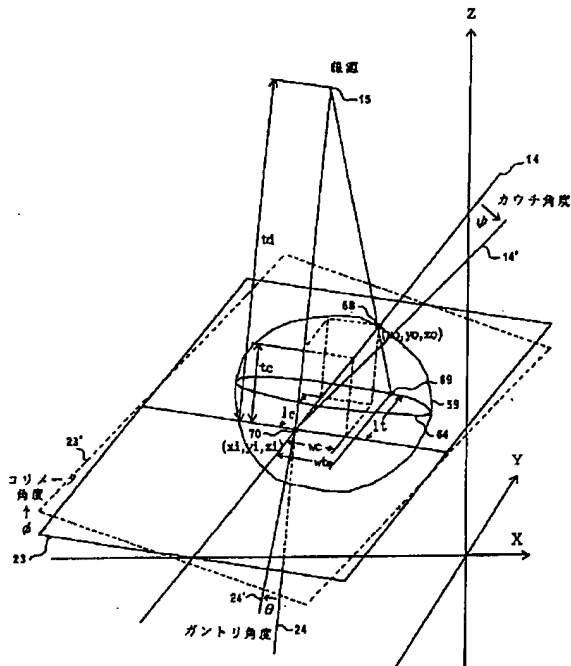
【図2】



【図9】

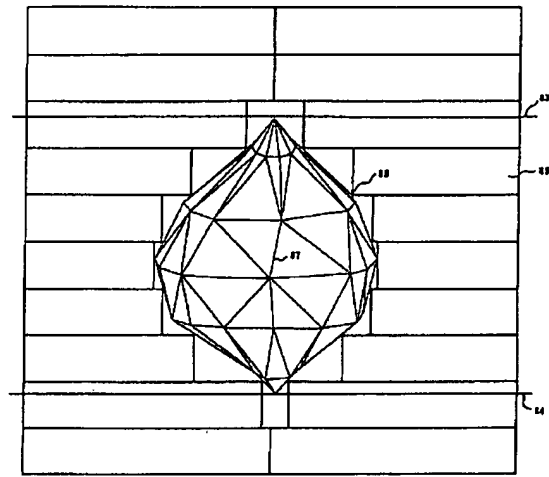


【図3】

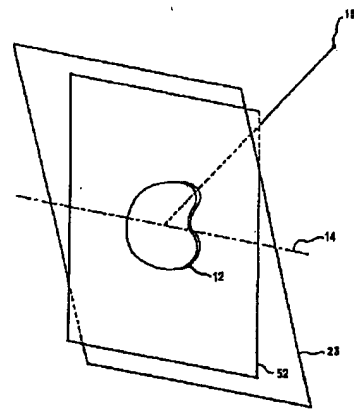


$$wt = \frac{td}{(td-tc)} wc, \quad lt = \frac{td}{(td-tc)} lc$$

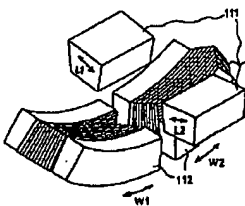
【図10】



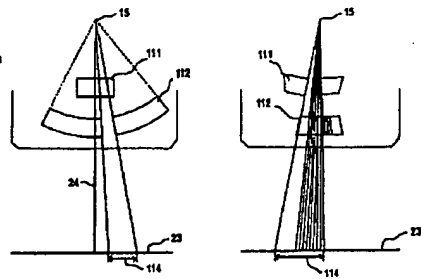
【図25】



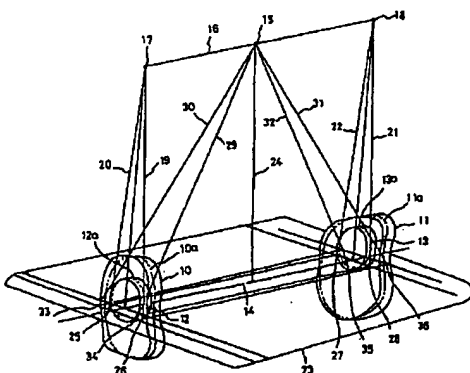
【図19】



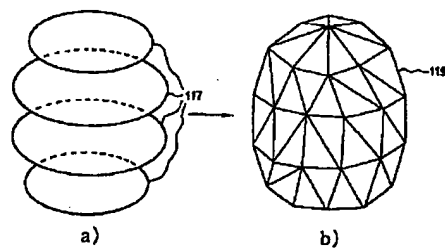
【図20】



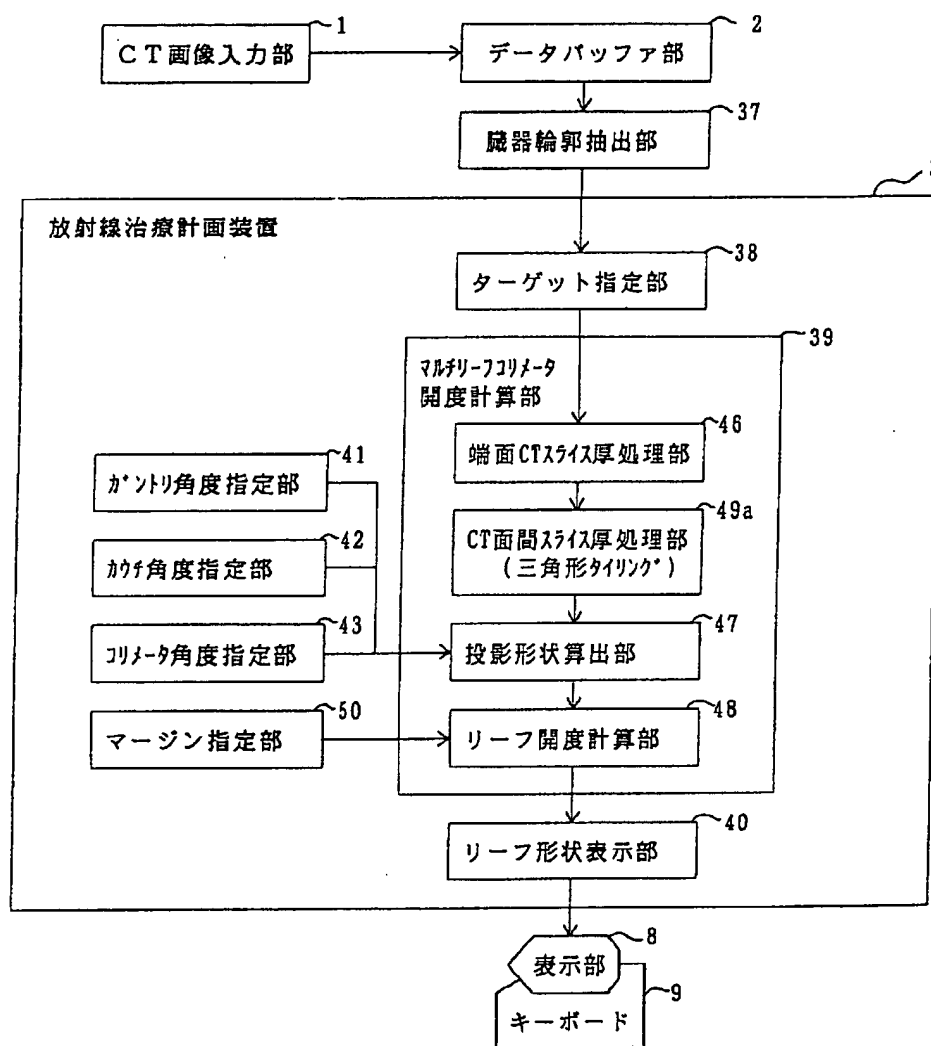
【図22】



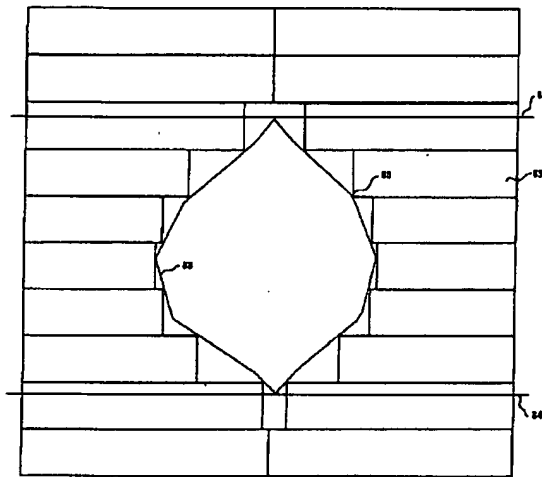
【図24】



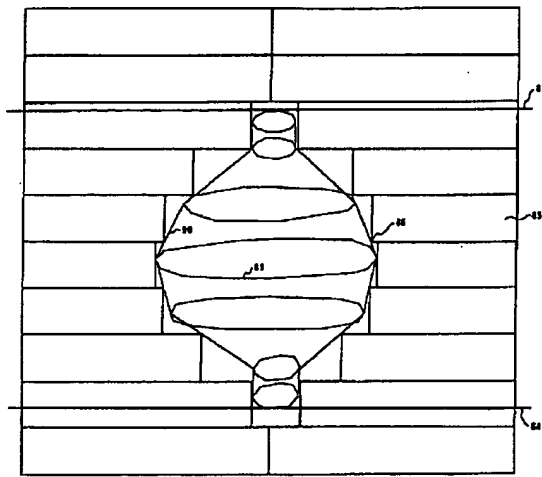
【図7】



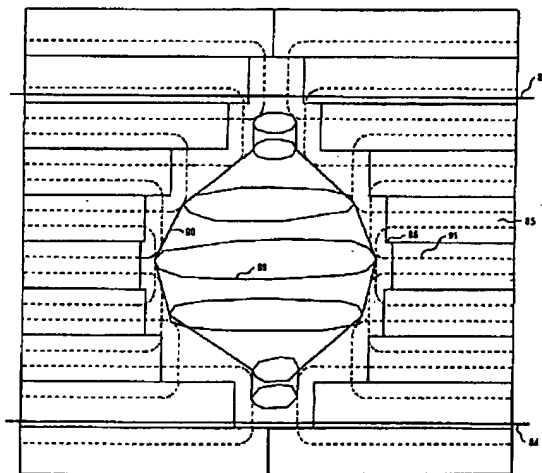
【図11】



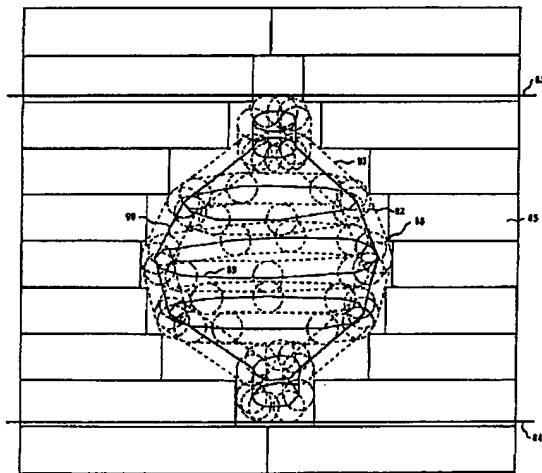
【図13】



【図14】

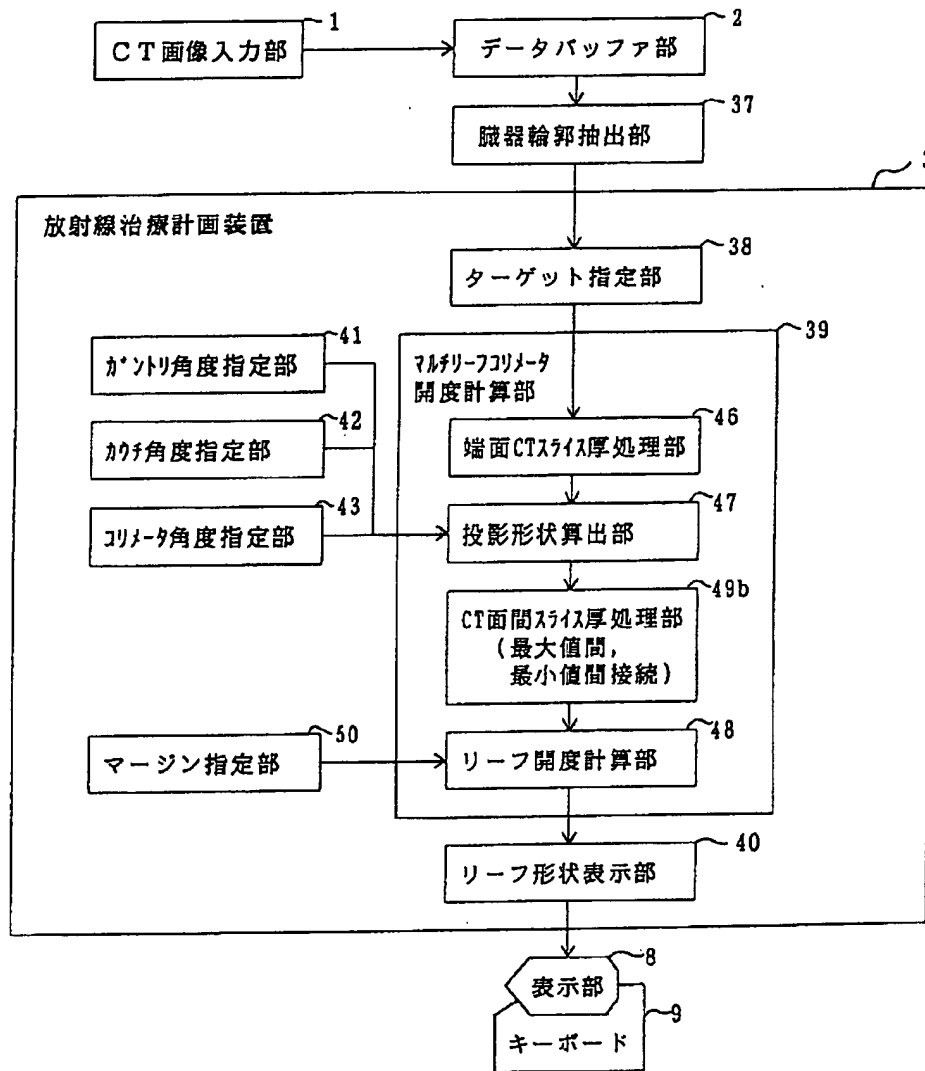


【図15】

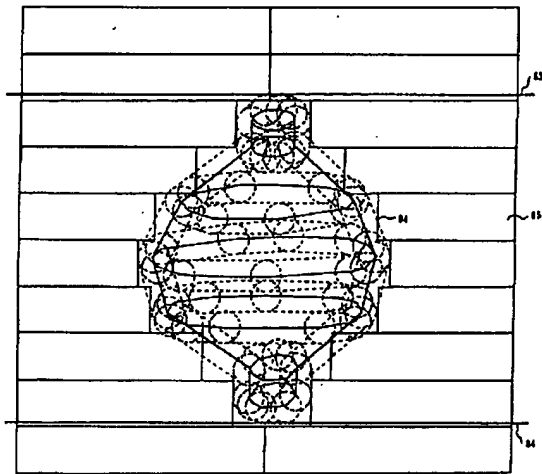




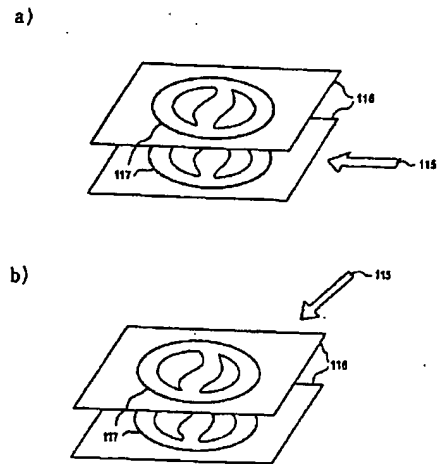
【図12】



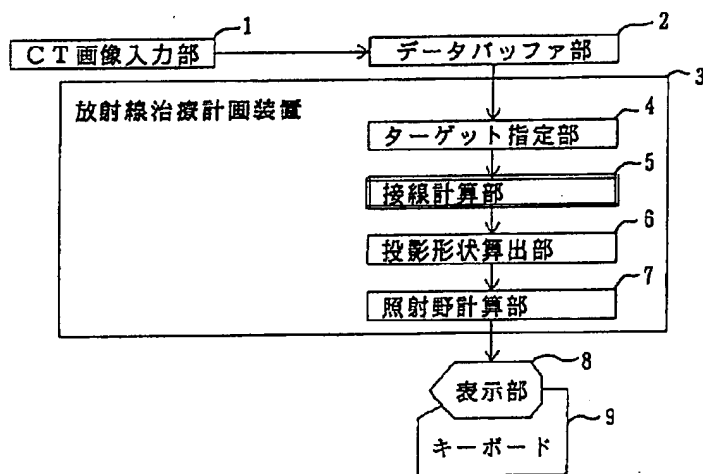
【図16】



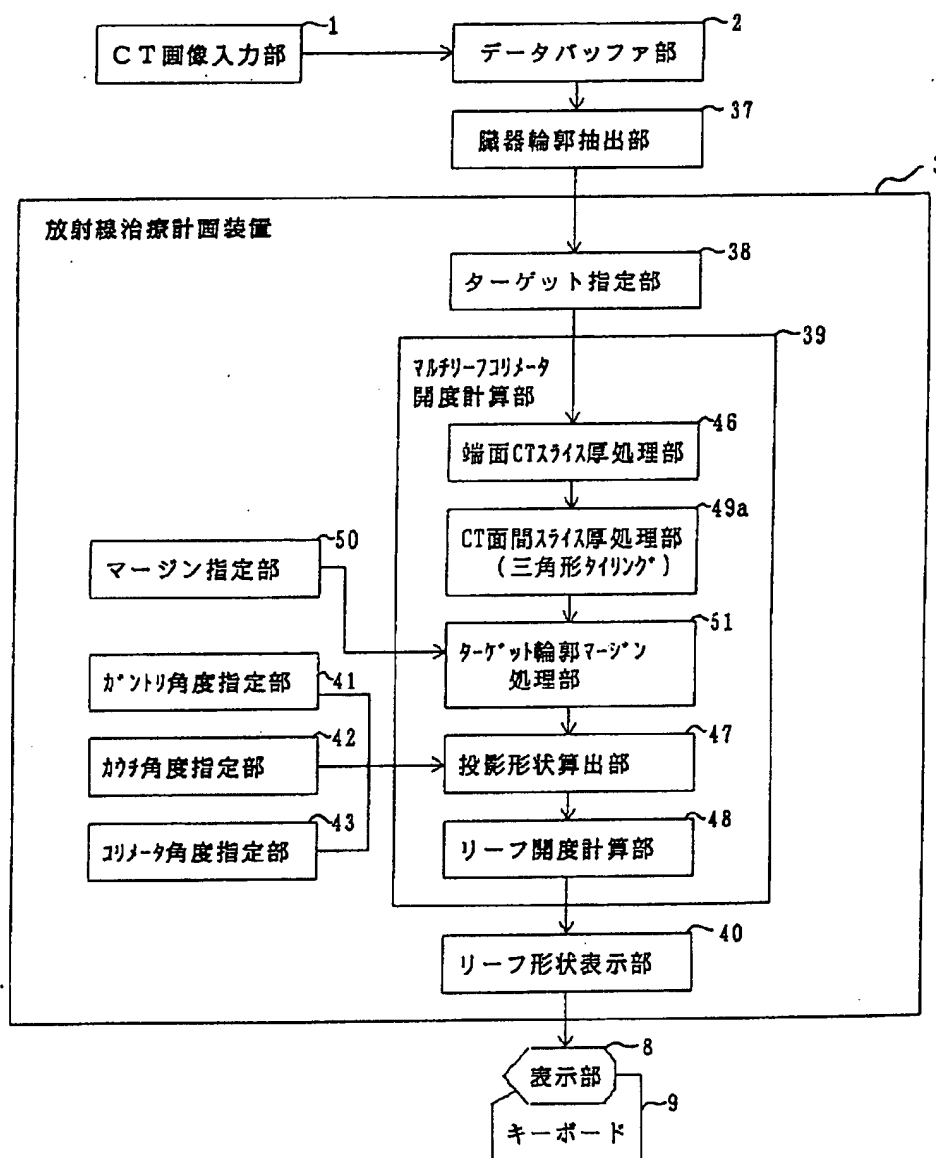
【図23】



【図21】



【図17】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 平7-255718 (JP, A)  
 特開 平4-89069 (JP, A)  
 特開 平4-84942 (JP, A)  
 特開 平3-286783 (JP, A)  
 特開 平1-314576 (JP, A)  
 特開 昭52-77494 (JP, A)